

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра радіотехніки та радіоелектронних систем

До захисту допущено:

«На правах рукопису»

Завідувач кафедри _____ Ігор АНІСІМОВ

« __ » червня 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА

на тему:

«АПАРАТНИЙ МОДУЛЬ КОМПЛЕКСУ ВИМІРЮВАННЯ ВІДНОСНОГО РІВНЯ МОНООКСИДУ ВУГЛЕЦЮ У ВИДИХУ ЛЮДИНИ»

Виконав:

студент 4-го курсу

денної форми навчання

спеціальності 172 - Телекомунікації та радіотехніка

ОП «Інформаційна безпека телекомунікаційних систем і мереж»

Порозінський Ілля Анатолійович _____

Науковий керівник:

к.ф.-м.н., доц. Бех Ігор Іванович _____

Рецензент:

к.т.н., м.н.с. Велигоцький Дмитро Володимирович _____

Засвідчую, що у цій бакалаврській роботі

немає запозичень з праць інших авторів без

відповідних посилань

Студент _____

Робота допущена до захисту в ЕК рішенням кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем від «23» червня 2023 р., протокол № 22.

Завідувач кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем,

доктор фіз.-мат. наук, професор

Анісімов Ігор Олексійович _____

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	5
1.1 Актуальність діагностики зовнішнього дихання.....	5
РОЗДІЛ 2. АПАРАТНА ЧАСТИНА КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ВІДНОСНОЇ КОНЦЕНТРАЦІЇ ОКИСУ ВУГЛЕЦЮ У ВИДИХУ ЛЮДИНИ.....	7
2.1 Апаратний комплекс на базі датчика MQ-7.....	7
2.1.1. Компонентна база електроніки для CO аналізатора на базі MQ-7.....	7
2.1.2. Модифікація схеми датчика MQ-7.....	14
2.2 Апаратний комплекс на базі датчика TGS5042.....	18
2.2.1. Компонентна база електроніки для CO аналізатора на базі TGS5042	18
2.2.2. Схема пристрою на базі TGS5042.....	20
РОЗДІЛ 3. ОТРИМАНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ.....	22
3.1. Тестування пристрою на базі MQ-7.....	22
3.2. Тестування пристрою на базі TGS5042.....	25
ВИСНОВКИ.....	33
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	34
ДОДАТОК 1.....	36
ДОДАТОК 2.....	44

ВСТУП

Проблеми виявлення та діагностики стану здоров'я людини є дуже актуальними в сучасному світі. Однак, шляхи вирішення цих проблем стають більш успішними і точними завдяки застосуванню новітніх діагностичних пристроїв та обробки інформації, яку вони надають. Одним з неінвазійних методів діагностики є аналіз складу повітря, що видихається людиною, яке є сумішшю газів різного походження, що утворюються в дихальних шляхах, шлунковому каналі та ротовій порожнині. Компоненти цієї суміші дуже часто можуть бути індикаторами стану організму людини [1].

На даний момент отруєння чадним газом є дуже поширеним та, за кількістю випадків, може навіть перевершувати алкогольне отруєння. Чадний газ став відомим токсином через багато випадків отруєнь за участі цієї речовини. Майже завжди ці випадки отруєння відбуваються на робочих місцях і в побуті. Якщо зрозуміти принцип його впливу на людський організм та токсичні концентрації, можна обрати правильні способи індивідуального захисту та безпечної поведінки. Найгірше в тому, що монооксид вуглецю швидко і сильно зв'язується з гемоглобіном, перевищуючи швидкість засвоєння кисню у цьому процесі, і утворює стійку сполуку, відому як карбоксигемоглобін [2]. Це призводить до різкого зниження рівня кисню, який передається кров'ю до органів і тканин людини, тому виникає кисневе голодування. Іншими словами, кров втрачає здатність переносити кисень, що завдає шкоди мозку та іншим органам і може призвести до смерті.

Наразі наявні пристрої, призначені для аналізу газового складу видиху людини, можуть достатньо точно вимірювати рівень кисню та вуглекислого газу. Проте, ці пристрої не здатні вимірювати рівень оксиду вуглецю (CO), який прямо пов'язаний з рівнем гемоглобіну у крові. Крім того, такі пристрої мають значні розміри та високу вартість. Тому переді мною було поставлено завдання розробити прототип мобільного та доступного пристрою для вимірювання відносного рівня монооксиду вуглецю в видиху людини.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Актуальність діагностики зовнішнього дихання

В нашому житті для забезпечення нормального функціонування організму людини надзвичайно важливе постійне постачання кисню (O_2) та постійне виведення вуглекислого газу (CO_2), який накопичується під час обміну речовин. Кисень, який доставляється до тканин, використовується в клітинних процесах окиснення, що відбуваються на мітохондріях з участю специфічних ферментів, які знаходяться на внутрішній мембрані мітохондрій. Газовий обмін залежить від оптимального співвідношення вентиляції (дихання) та перфузії (кровотоку). Дослідження газового обміну вимагає визначення концентрації газів у крові артерій. Концентрація кисню в крові людини визначається парціальним тиском кисню та його зв'язком з гемоглобіном. Для нормального проходження окиснювальних обмінних процесів у клітинах необхідно, щоб тиск кисню в області мітохондрій була не нижче 0,1 - 1 мм рт. ст. (13,3 - 133,3 кПа) [1].

Для оцінки стану здоров'я людини в реальному часі було розроблено автоматизований програмно-апаратний комплекс, який дозволяє вимірювати основні параметри дихальної системи [1]. Головною перевагою цього пристрою є використання високочутливих електрохімічних датчиків газів, зокрема кисню, монооксиду вуглецю та діоксиду вуглецю, а також датчиків газового потоку з низьким часом реакції. Шляхом аналізу газів, які людина видихає, можна визначити стан її організму. Це дає можливість розробляти неінвазійні методи та пристрої для діагностики різних захворювань. Запропонований в [1] комплекс автоматизованого програмного та апаратного забезпечення вимірює концентрацію основних газових маркерів у видихуваному повітрі, а також інші важливі параметри дихальної системи людини. Головними перевагами цього комплексу є його простота, низька вартість, неінвазивний характер, використання високочутливих

електрохімічних датчиків з швидким часом реакції. Крім того, цей комплекс дозволяє одночасно вимірювати концентрацію кількох газів за одним виміром та отримувати результати досліджень у режимі реального часу [1].

В роботі [3] для експериментальних досліджень використовувався мультисенсорний газоаналізатор, який дозволяє неінвазійно вимірювати склад газової суміші у видиху людини. Ця методика дозволяє визначити коефіцієнт газообміну (КГО) шляхом обробки отриманих даних. У дослідженні було охоплено групу з 45 здорових осіб різного віку та статі. Результати показали, що отриманий КГО для всієї групи знаходиться в діапазоні між 0,838 і 0,882, що вважається нормальним для середньої дорослої людини. Цей прилад може бути використаний для вимірювання складу газової суміші в легенях людини та кількісних показників дихання з метою подальшої діагностики. Проте, для отримання більш точних результатів, необхідно збільшити об'єм вибірки та розширити діапазон досліджень, включаючи нозологічні форми. Знання про нормальні межі КГО дозволяє вчасно виявляти відхилення у системі газообміну та рекомендувати заходи для стабілізації дихальної системи [3].

Забезпечення органів дихання киснем збагаченого повітрям сприяє підвищенню працездатності людини. Тому контроль за вмістом компонентів повітря, яке вдихається та видихається, дозволяє оцінювати рівень працездатності та загальний стан організму. Розробка апаратури та методики для віддаленого контролю стану здоров'я людини з використанням мікропроцесорної техніки є важливим напрямком у медицині, оскільки сприяє покращенню ефективності діагностики. Аналіз повітря, яке видихає пацієнт, належить до неінвазійних методів діагностики, що є предметом підвищеного інтересу дослідників [4].

РОЗДІЛ 2. АПАРАТНА ЧАСТИНА КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ВІДНОСНОЇ КОНЦЕНТРАЦІЇ ОКИСУ ВУГЛЕЦЮ У ВИДИХУ ЛЮДИНИ

2.1. Апаратний комплекс на базі датчика MQ-7

Апаратна частина пристрою для аналізу рівня CO у видиху людини створювалась згідно із структурною схемою, зображеною на рис. 2.1

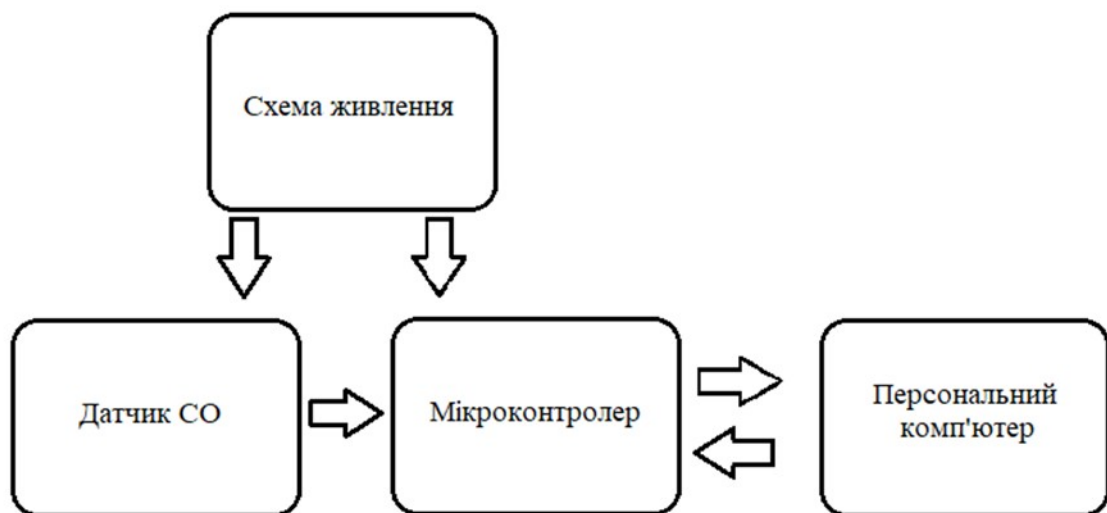


Рис. 2.1. Структурна схема пристрою для аналізу рівня CO у видиху людини.

Власне пристрій складається з датчика CO, окремої схеми живлення, мікроконтролера та персонального комп'ютера, а до апаратної частини відносяться датчик CO, мікроконтролер та схема їх живлення.

2.1.1. Компонентна база електроніки для CO аналізатора на базі MQ-7

Мікроконтролер ESP-32

Для реалізації поставленої в роботі задачі було використано мікроконтролер ESP-32 від компанії LuaNode [5], зовнішній вигляд якого наведено на рис. 2.2.

Даний модуль побудований на мікромодулі ESP-WROOM-32. Це достатньо новий чіп, який випускає компанія Espressif. Даний мікроконтролер може бути використаний для різноманітних задач.

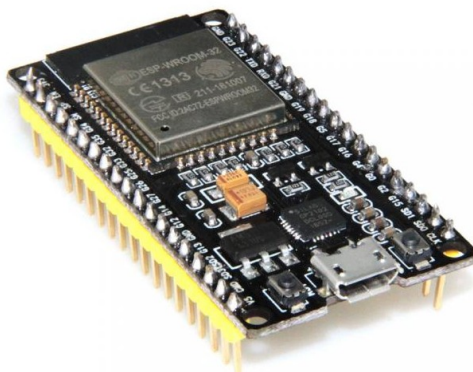


Рис. 2.2. Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP-32.

Модуль ESP-WROOM-32 розроблений на основі популярного двоядерного набору мікросхем ESP32 і має можливість змінювати тактову частоту від 80 МГц до 240 МГц. Він призначений для застосування в мобільній та автономній електроніці та додатках Інтернету речей. Модуль має компактний корпус розміром 25,5 мм x 18 мм і включає в себе Flash-пам'ять, кварцовий резонатор з тактовою частотою 40 МГц і друковану плату з вбудованою антеною, що забезпечує високі RF характеристики. Даний модуль підтримує стек протоколів WiFi 802.11n та BT 4.2 [5].

Основні характеристики [5]:

- Напруга живлення: 5В;
- Робочий струм: 80 мА;
- Максимальний піковий струм: 500 мА;
- Кварцові резонатори: 26 МГц та 32 кГц;
- Живлення самого мікроконтролера: 2.2 ~ 3.6 В;
- Діапазон робочих температур: -40°C ~ +85°C;
- USB-UART конвертер: CP2102;
- Wi-Fi Стандарти: FCC/CE/IC/TELEC/KCC/SRRC/NCC;

- Протоколи: 802.11 b/g/n/d/e/i/k/r (802.11n до 150 Мбіт/с);
- Частотний діапазон: ГГц 2.4 ~ 2.5;
- Bluetooth протоколи: Bluetooth v4.2 BR/EDR та BLE specification;
- Радіо NZIF приймач з чутливістю: -98 dBm;
- Апаратні інтерфейси: SD, UART, SPI, SDIO, I²C, PWM, I²S, I²C, IR;
- GPIO, АЦП, ЦАП;
- Вбудовані датчики: датчик температури, датчик Холла;
- Мережеві протоколи: IPv4, IPv6, SSL, TCP/UDP/HTTP/FTP/MQTT;

На рис. 2.3 наведено структурну схему мікроконтролера ESP-32, де показані усі вищезазначені інтерфейси зв'язку та деякі характеристики.

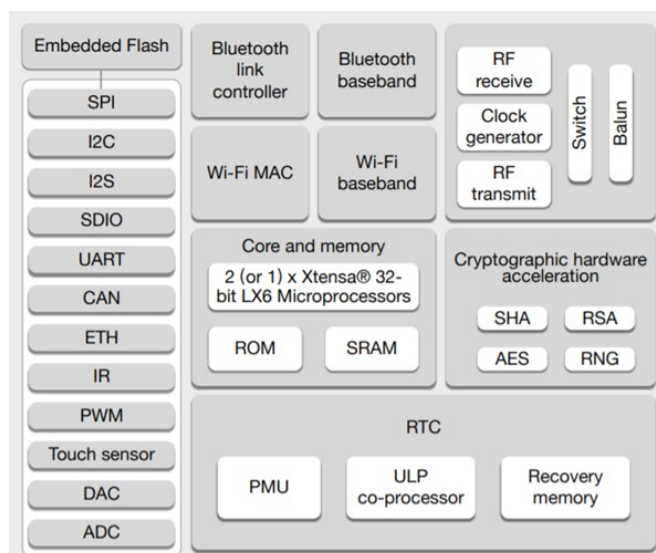


Рис. 2.3. Структурна схема мікроконтролера ESP-32 [5].

Повна схема контактів ESP-32 представлена на рис. 2.4.

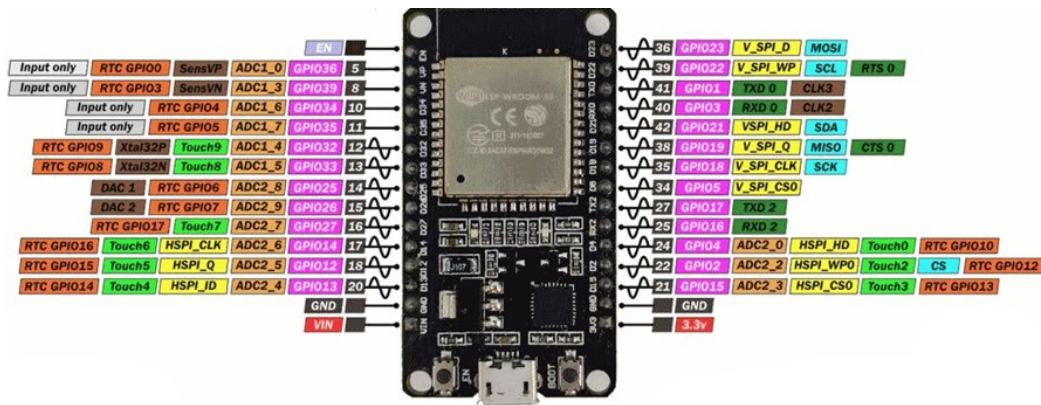


Рис. 2.4. Розташування виводів на ESP-32 [5].

Датчик СО MQ-7

В цьому проекті було використано датчик із серії MQ - MQ-7 від компанії Hanwei Electronics (рис 2.5).

MQ7 – нормований датчик для детектування рівня чадного газу, також має досить непогану чутливість до природного газу, різних зріджених попутних нафтових газів (пропан, пропілен, бутан та інші). Датчик MQ7 складається з керамічної трубки Al_2O_3 (оксиду алюмінію) і нанесеного на неї тонкого шару SnO_2 (діоксид олова). Усередині трубки знаходиться нагрівальний елемент, який здійснює нагрів чутливого шару. Сам датчик складаються з пластмасового корпусу та сітки, виготовлено з нержавіючої сталі, у нижній частині розташовані шість виводів, чотири з яких використовуються для зняття показань, а інші два – для нагрівання [6].



Рис. 2.5. Зовнішній вигляд датчика MQ-7 [6].

Датчик має два цикли роботи (рис 2.6). Перший цикл – нагрівання (коли через нагрівальний елемент протікає струм 150 мА при напрузі 5 В).

Другий цикл – вимірювання (коли на нагрівальному елементі спадає напруга 1.4 В) [6].

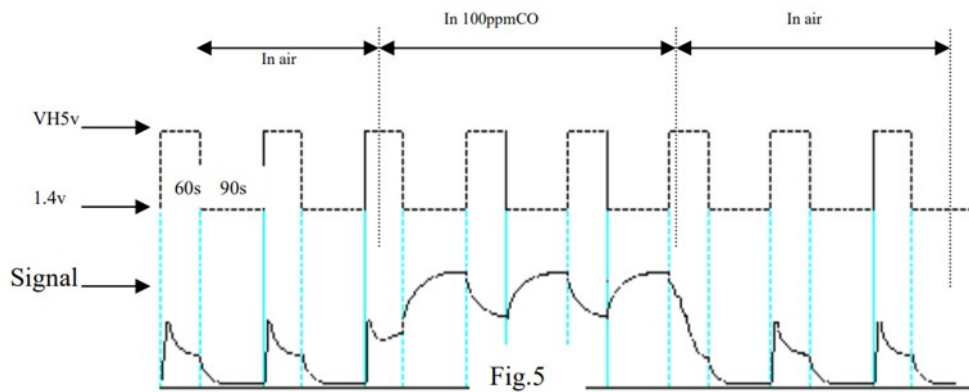


Рис. 2.6. Часові діаграми циклів роботи датчика MQ-7 [6].

На рис. 2.7 зображено принципову схему датчика MQ-7

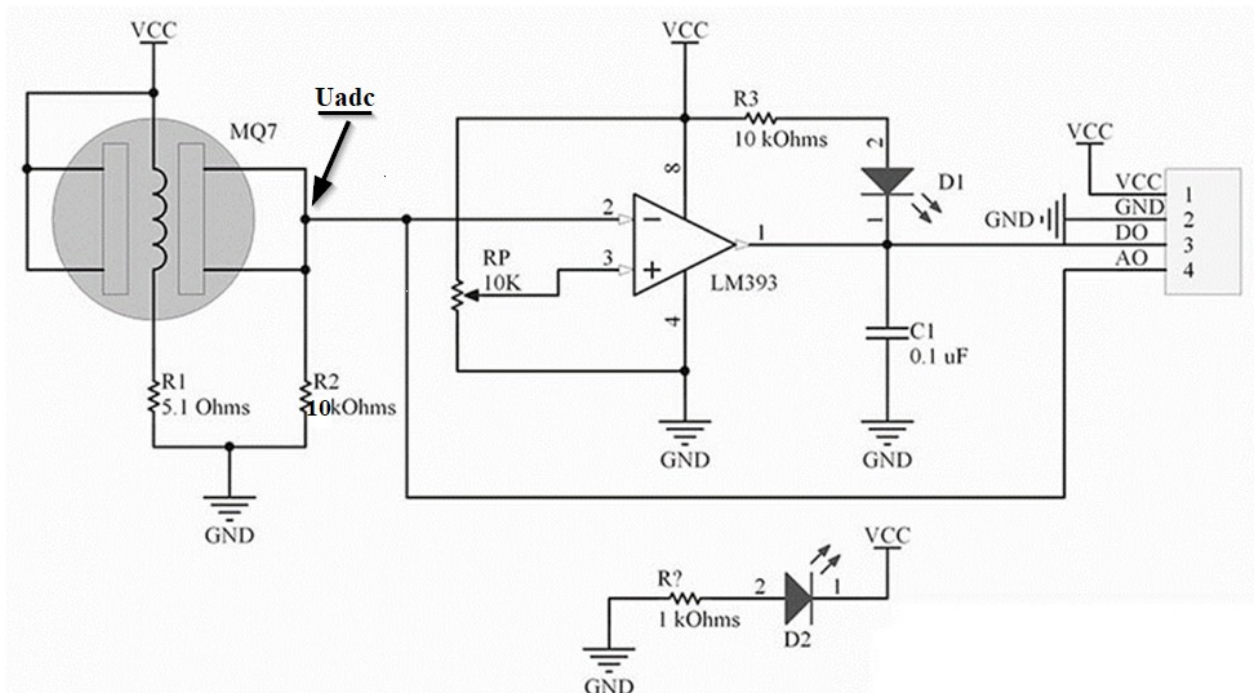


Рис. 2.7. Принципова схема підключення датчика MQ-7 [7].

VCC - напруга живлення;

GND - земля;

DO - цифровий вихід;

AO - аналоговий вихід.

Характеристики [7]:

Напруга живлення – 5 В;

Струм споживання – 150 мА;

Час нагрівання – 60 с;

Час при якому датчик показує достовірні дані – 90 с;

Потужність нагрівача – 350 мВт;

Температурний діапазон - 10-50 °С;

Діапазон чутливості – 10 – 10000 ppm;

Мільйонна частка (ppm) це одиниця вимірювання концентрації та інших відносних величин, дуже подібна до відсотка або проміле та представляє собою одну мільйонну частку від загальної кількості. У скороченні використовується позначення "ppm".

Для визначення концентрації чадного газу у повітрі у ppm на виході дільника вимірюється напруга U_{adc} завдяки чому можемо розрахувати опір датчика R_s (знаючи номінал другого резистора $R_2 = 10 \text{ k}\Omega$) :

$$R_s = \frac{V_{ref} * R_2}{U_{adc}} - R_2,$$

де V_{ref} – опорна напруга, яка дорівнює 5В.

На рис. 2.8 зображено графік залежності R_s/R_o від концентрації CO у ppm, де R_o – опір елемента датчика при концентрації 100 ppm в повітрі, який визначається експериментально.

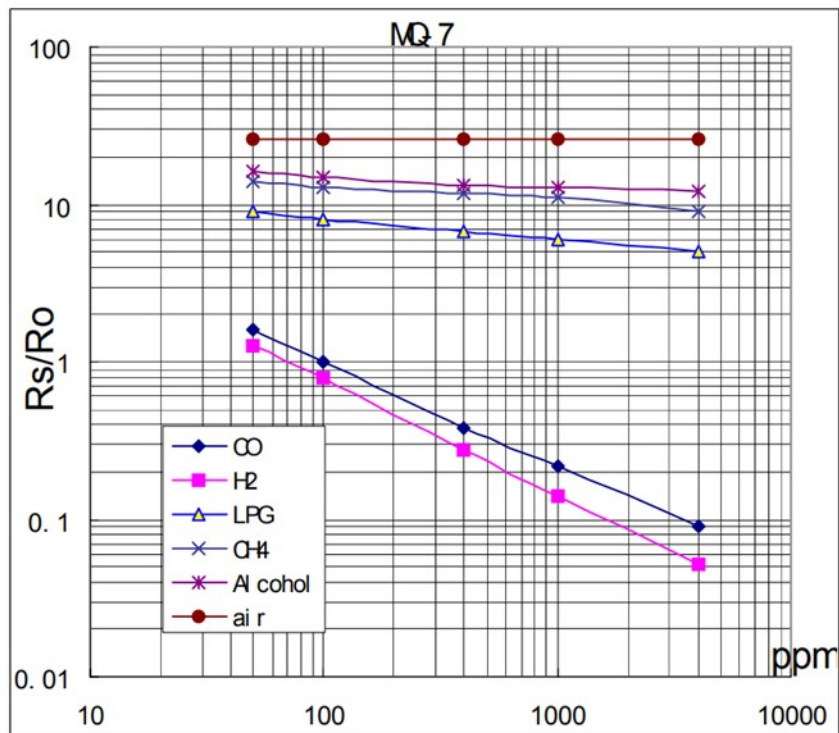


Рис. 2.8. Графік залежності R_s/R_o від ppm [6].

MOSFET транзистор IRLZ44.

На рис 2.9 зображено MOSFET транзистор IRLZ44. Даний транзистор використовується для забезпечення імпульсного режиму роботи датчика.

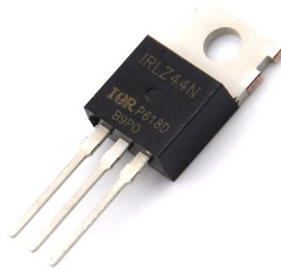


Рис. 2.9. Зовнішній вигляд MOSFET транзистора IRLZ44.

Характеристики [8]:

Тип – MOSFET;

Полярність – N;

Макс. потужність – 150 Вт;

Макс. напруга Сток – Виток – 60 В;

Макс. напруга Затвор – Виток – 10 В;

Макс. постійний струм Стоку - 35 А;

Макс. температура каналу - 150 °С;

Заряд Затвора – 66 нФ;

Опір Сток – Виток відкритого транзистора – 0.04 Ом;

Аналого-цифровий перетворювач на мікросхемі ADS1115

Внутрішній аналого-цифровий перетворювач мікроконтролера ESP-32 працює некоректно через вбудовану антену WI-FI, яка викликає різні електромагнітні перешкоди (наводки). На зовнішній АЦП наводки діють менше, бо він знаходиться на певній відстані від плати ESP-32. Тому для точного вимірювання значень концентрації CO (ppm) за допомогою аналізатора було використано аналого-цифровий перетворювач на мікросхемі ADS1115 [9], який з'єднується з платою ESP-32 через інтерфейс I²C (рис. 2.10).



Рис. 2.10. Зовнішній вигляд плати аналого-цифрового перетворювача на мікросхемі ADS1115 [9].

2.1.2. Модифікація схеми датчика MQ-7

Враховуючи недоліки внутрішнього АЦП ESP-32, викладені вище, та максимальну напругу на логічному вході ESP-32, що дорівнює 3.3 В, а схема датчика MQ-7 може мати напругу на аналоговому виході від 0 до 5 В, але рекомендована у технічній документації напруга має складати 5 В, було

прийнято рішення використовувати зовнішній АЦП (анало-цифровий перетворювач) (рис. 2.10). Оскільки планувалося використати тільки аналоговий вихід, операційний підсилювач було вилучено зі схеми датчика (рис. 2.11). В технічній документації на датчик MQ-7 опір резистора $R2$ дорівнює 10 кОм, а ємність конденсатора $C = 10$ пФ, а на платі виробником було встановлено резистор $R2$ з опором 1 кОм і конденсатор C ємністю 1 пФ. У відповідності із технічною документацією резистор $R2$ і конденсатор C на були замінені на 10 кОм та 10 пФ відповідно (рис. 2.12).

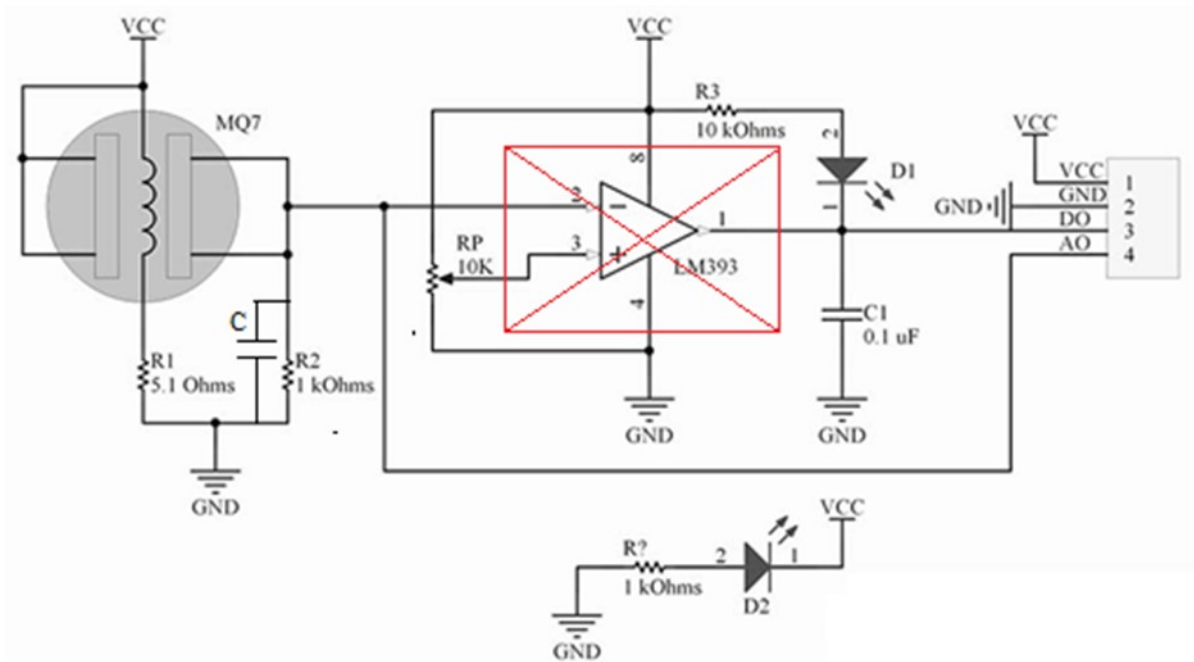


Рис. 2.11. Модифікована схема датчика MQ-7.

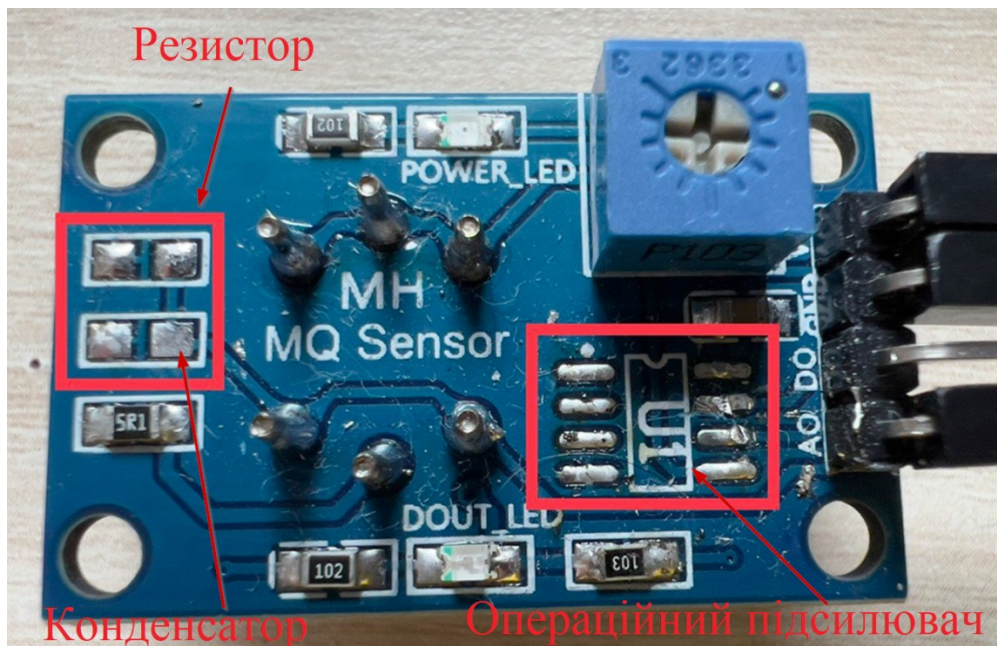


Рис. 2.12. Зовнішній вигляд модифікованого датчика MQ-7.

Червоним кольором позначено місця на платі датчика, де знаходилися вилучені елементи.

2.1.3. Схема пристрою на базі MQ-7

На рис. 2.13 зображено принципову схему СО аналізатора на основі датчика MQ-7, зібрану у програмному застосунку KiCad.

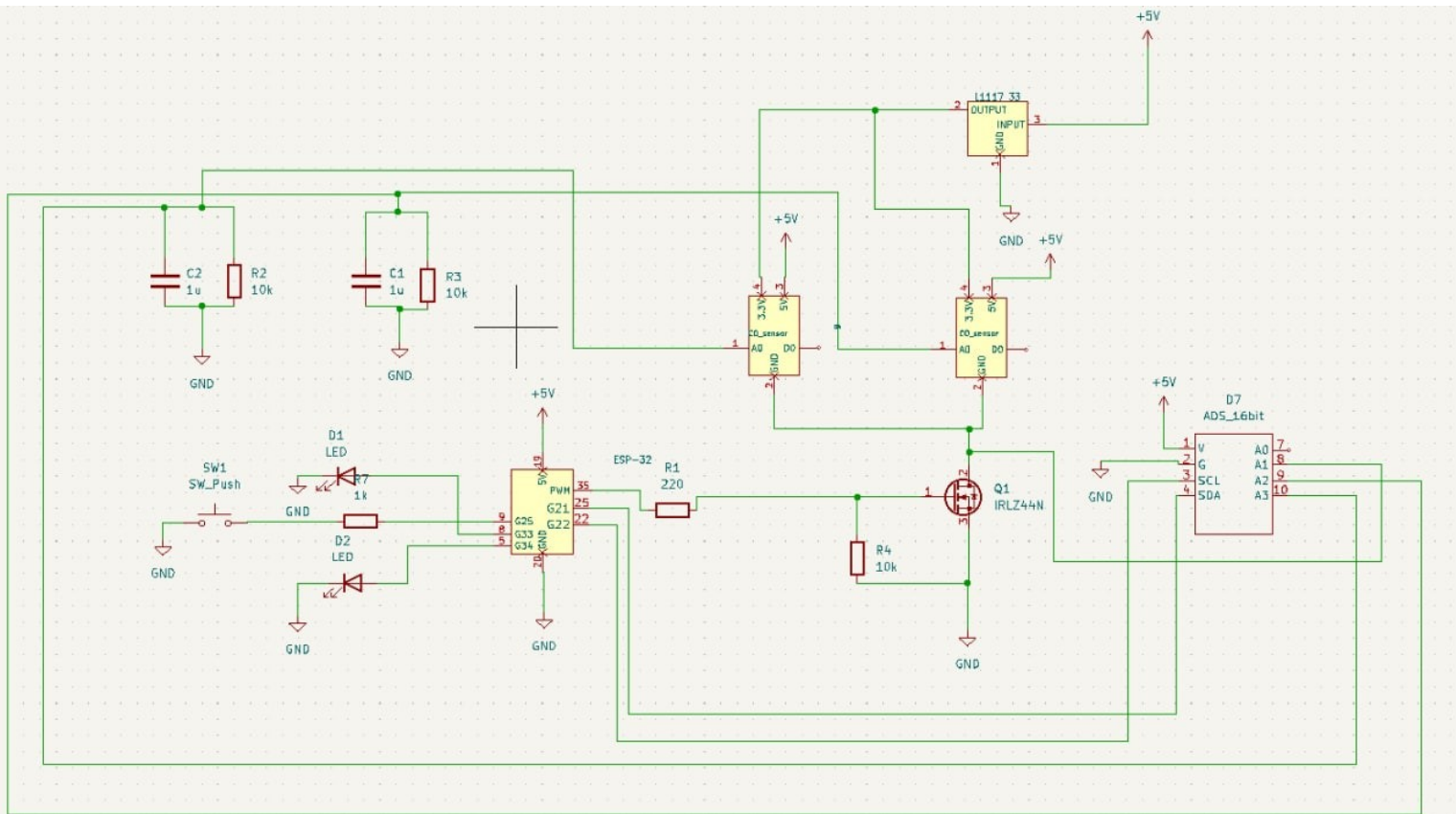


Рис. 2.13. Принципова схема СО аналізатора на базі MQ-7.

Принцип роботи схеми:

Нагрівальний елемент датчика MQ-7 живиться від 5 В, при зміні концентрації монооксиду вуглецю в повітрі змінюється опір керамічної трубки датчика. Для того щоб зафіксувати кількість частинок СО в повітрі треба послідовно до керамічної трубки датчика підключити резистор R_2 (R_3), тобто зробити дільник напруги. Напругу знімаємо з R_2 (R_3) і подаємо на аналого-цифровий перетворювач ADS1115. Для зменшення шумів і більш плавної зміни значень напруги паралельно до резистора R_2 (R_3) підключаємо конденсатор C_2 (C_1).

Використовуючи широтно-імпульсну модуляцію сигнал ESP-32 та транзистор IRLZ44N було реалізовано імпульсне живлення для забезпечення двох циклів роботи датчика MQ-7. Резистор R_1 обмежує струм в момент відкриття затвора транзистора, а резистор R_2 підтягує затвор до витоку, коли на затвор не подається напруга. Для калібрування напруги на датчику (режим

вимірювання) сигнал з виходу транзистора подаємо на аналого-цифровий перетворювач мікроконтролера.

Програмний код для мікроконтролера наведено в ДОДАТКУ 1

Тестування готового прототипу показало, що він має певні недоліки (детальніше див. Розділ 3). Тому було прийнято рішення використати інший датчик.

2.2. Апаратний комплекс на базі датчика TGS5042

На рис. 2.14 зображено структурну схему пристрою для визначення відносного рівня монооксиду вуглецю у видиху людини, в якому використано датчик CO TGS5042.



Рис. 2.14. Структурна схема пристрою на основі датчика CO TGS5042.

Дана схема складається з датчика, перетворювача струм-напруга, аналого-цифрового перетворювача, мікроконтролера та персонального комп'ютера.

2.2.1. Компонентна база електроніки для CO аналізатора на базі TGS5042

Датчик TGS5042

TGS5042 від компанії Figaro (рис. 2.15) – це електрохімічний датчик, який має багато переваг перед традиційними електрохімічними датчиками. Він може виявляти концентрації до 1% CO, працює в діапазоні від -40° і $+70^{\circ}\text{C}$, і має меншу чутливість до інтерференційних газів. Має довгий період життя, добру стабільність і високу точність. На корпусі датчика є штрих-код який дозволяє пропустити дорогий процес калібрування газу (датчик калібрують на заводі). TGS5042 має стандартний розмір елемента живлення формату AA [10].



Рис. 2.15. Зовнішній вигляд датчика TGS5042.

Характеристики датчика [10]:

- Цільовий газ: монооксид вуглецю;
- Діапазон вимірювання: 0 – 1000 ppm;
- Діапазон вихідного струму: 1.2 -2.4 nA/ppm;
- Діапазон робочих температур: 0 - $+50^{\circ}\text{C}$;
- Діапазон вологості повітря (без конденсату): 5 – 99 %RH;
- Час відгуку: протягом 60 с.

Операційний підсилювач MCP602

MCP602 (рис. 2.16) – це операційний підсилювач з однополярним живленням, який має достатньо гарні характеристики та може працювати в режимі Rail-to-Rail (на виході напруга може лежати в межах 0 – VP вольт, де

VP – це напруга живлення). Даний операційний підсилювач (як буде показано далі) увімкнено за схемою перетворювач струм-напруга.



Рис. 2.16. Зовнішній вигляд операційного підсилювача MCP602.

Основні характеристики [11]:

- Має два канали;
- Є режим Rail-to-Rail;
- Тип живлення: однополярне;
- Діапазон напруги живлення: 2.7 – 6 В;
- Споживаний струм: 0.23 мА;
- Гранична частота: 2.8 МГц;
- Діапазон робочих температур: -40 - +85 °С.

2.2.2. Схема пристрою на базі TGS5042

На рис. 2.17 зображено принципову схему СО аналізатора на основі датчика TGS5042, зібрану у програмному застосунку EasyEDA.

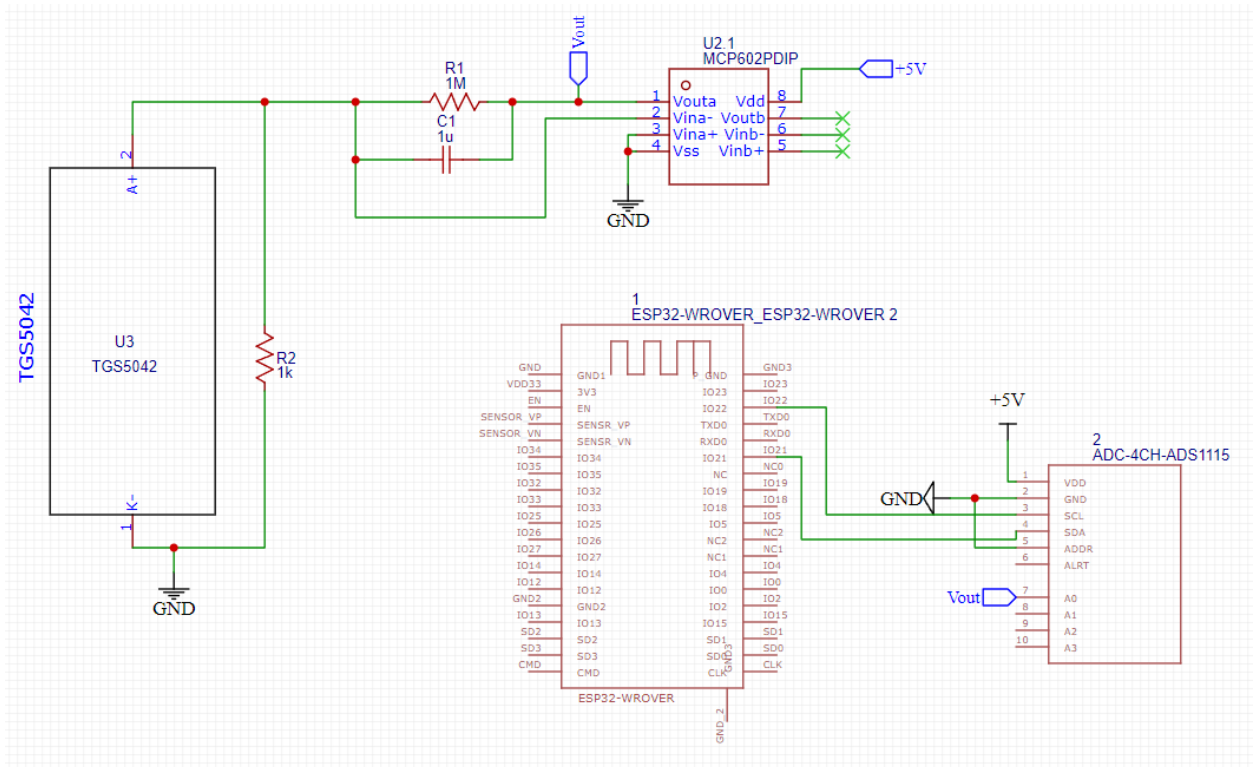


Рис. 2.17. Принципова схема СО аналізатора на базі TGS5042.

Датчик TGS5042 є електрохімічним, тобто при збільшенні концентрації монооксиду вуглецю струм, який генерує датчик, починає зростати. Для зменшення поляризації датчика використовується резистор $R2$. Оскільки струм датчика є дуже малим (порядку пікоампер), то була використана схема перетворювача струм-напруга на базі операційного підсилювача MCP602. Для більш стабільної роботи паралельно резистору $R1$ був включений конденсатор $C1$. Для вимірювання напруги був використаний аналого-цифровий перетворювач ADS1115, який передає виміряну напругу на мікроконтролер ESP32.

Для роботи з цим датчиком для мікроконтролера ESP32 був написаний програмний код, який наведений в ДОДАТКУ 2

РОЗДІЛ 3. ОТРИМАНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

3.1. Тестування пристрою на базі MQ-7

На рис. 3.1 наведено графік залежності відгуку датчика (ppm) від часу вимірювання в різних режимах та газових середовищах. Він поділений на три частини. Перша (1) – це власне режим вимірювання, який триває 90 с, другий (2) – режим десорбції (видалення адсорбованих газів з поверхні датчика), що триває 60 с, третій (3) – знову режим вимірювання.

Починаючи з першої секунди і закінчуючи на 29 с, на датчик дихала людина. Цим експериментом перевірялась реакція датчика на наявність CO в видиху людини. Результат – негативний, датчик ніяк не відреагував, відгук датчика не змінився.

З 29 с по 40 с до датчика було піднесено палаючий шматок паперу. Результат – позитивний. Відгук датчика сягнув 600 ppm. З 50 с по 90 с датчик відвели на певну відстань від місця вимірювання, при цьому значення відгуку почало монотонно знижуватися.

З 90 с по 150 с датчик перебував в режимі десорбції. Порівнюючи з графіком, наведеним в технічній документації [6], можна помітити певну схожість (див. рис. 2.6). На 90 с відгук сенсора різко зростає, а потім монотонно спадає.

З 150 с по 197 с датчик реагував на повітря в кімнаті, яке містило суміш газів від згорівшого паперу. Тому значення відгуку відрізняються від першої частини графіка.

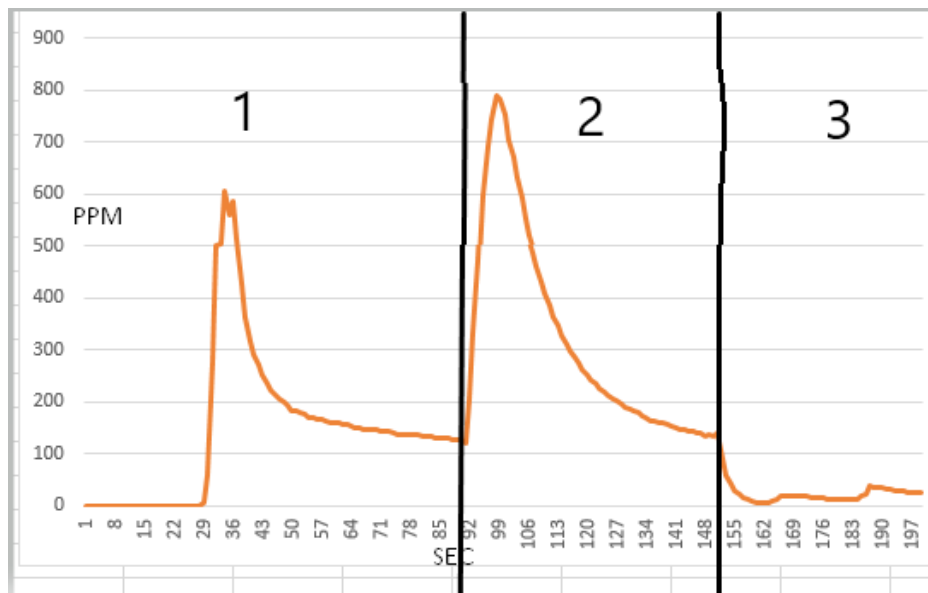


Рис. 3.1. Графік залежності відгуку датчика (ppm) від часу вимірювання в різних режимах та газових середовищах.

На наступному етапі вимірювань датчик був поміщений у пластиковий пакет, як це показано на рис. 3.2. В цьому досліді перевірялась реакція датчика у незмінному газовому середовищі (коли людина дихає на датчик або тестується його реакція на палаючий папір, CO не розлітається по всій кімнаті, а залишається в пакеті). На рис. 3.3 наведено графік залежності відгуку датчика (ppm) від часу вимірювання, отриманий на даному етапі досліджень.

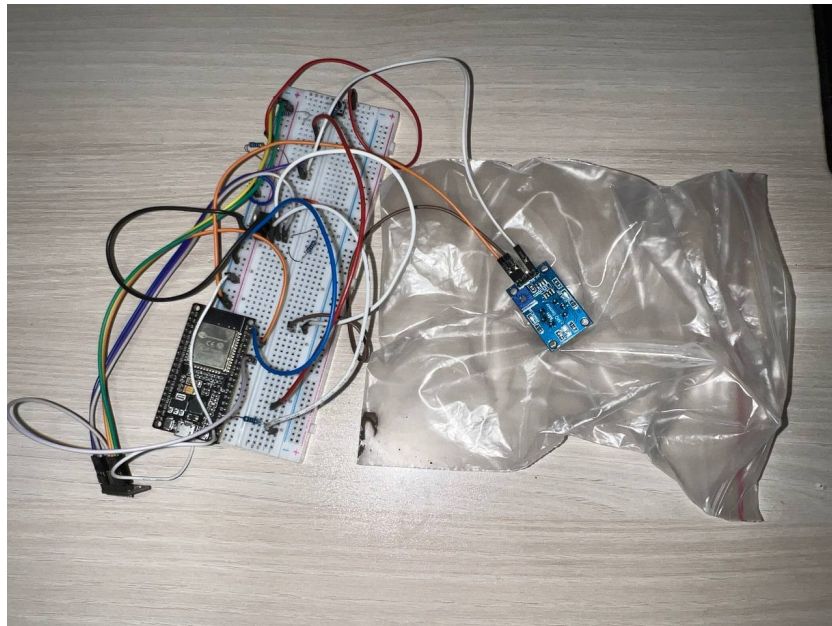


Рис. 3.2. Тестувальний стенд СО аналізатору

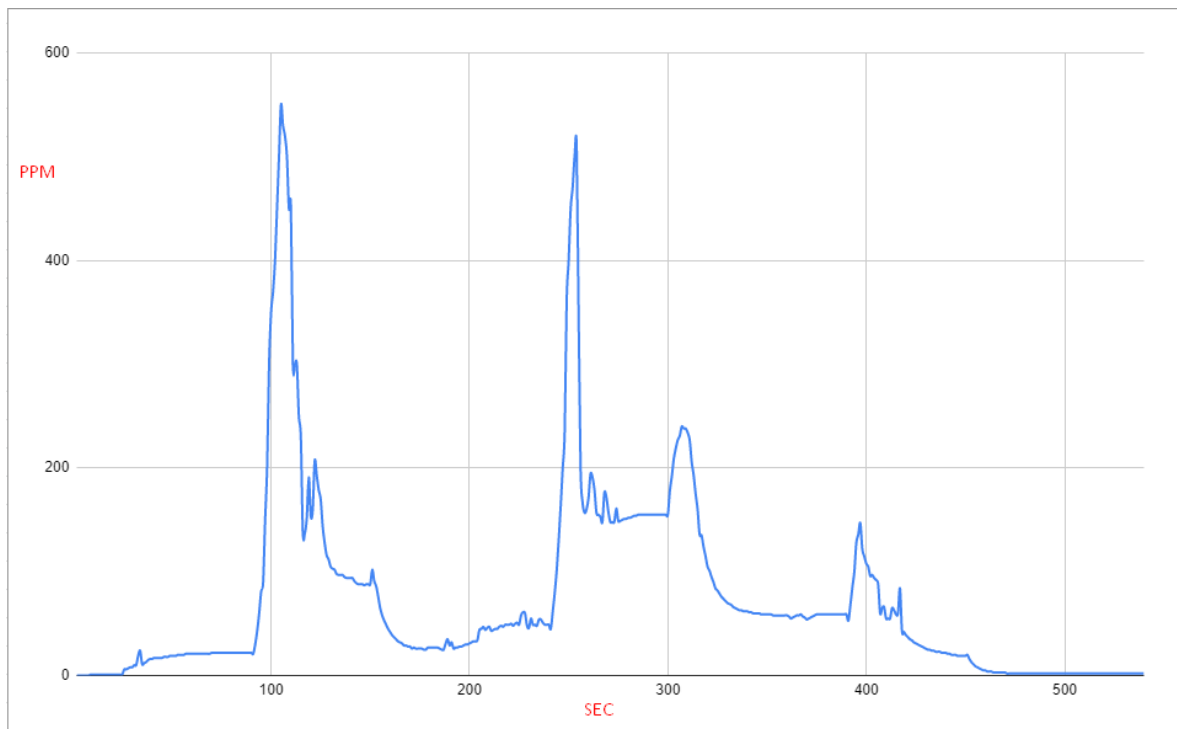


Рис. 3.3. Графік залежності відгуку датчика (ppm) від часу вимірювання, отриманій у незмінному газовому середовищі.

На 25 с в пакет надходить газова суміш. На 90 с датчик виходить в насичення (поведінка дуже схожа на графік наведений в технічній документації [7] (рис. 2.6).

З 90 с по 150 с датчик знаходиться в режимі десорбції. Великі значення відгуку датчика обумовлені тим, що на графіку, наведеному на рис. 3.3, відгук датчика вимірюється в ppm, а на графіку, наведеному у технічній документації, показана напруга, що спадає на резисторі R2. Графіки можна порівнювати, бо ppm пропорційне напрузі на резисторі R2.

З 450 с в пакет дихала людина, але датчик не реагував на концентрацію CO в легенях людини.

Як показав аналіз літератури, гранично допустима мінімальна концентрація CO в повітрі дорівнює 20 мг/м³ або 17.5 ppm, а приблизна концентрація CO у видиху людини становить від 1.5 до 2.5 ppm [3]. В ході вимірювань датчик CO MQ-7 ніяк не реагував на видих людини. Можна припустити, що він не може вимірювати малі концентрації CO або є занадто інерційним. Також є проблема з точністю визначення концентрації CO у ppm, бо в технічній документації на датчик не вказаний проміжок від 0 – 50 ppm (рис. 2.8), хоча задекларовано, що нижня межа вимірювань становить 10 ppm. Саме тому було вирішено використати принципово інший датчик CO.

3.2. Тестування пристрою на базі TGS5042

На рис. 3.4 зображено тестовий стенд для визначення відносного рівня CO у видиху людини, зібраний на основі датчика TGS5042.

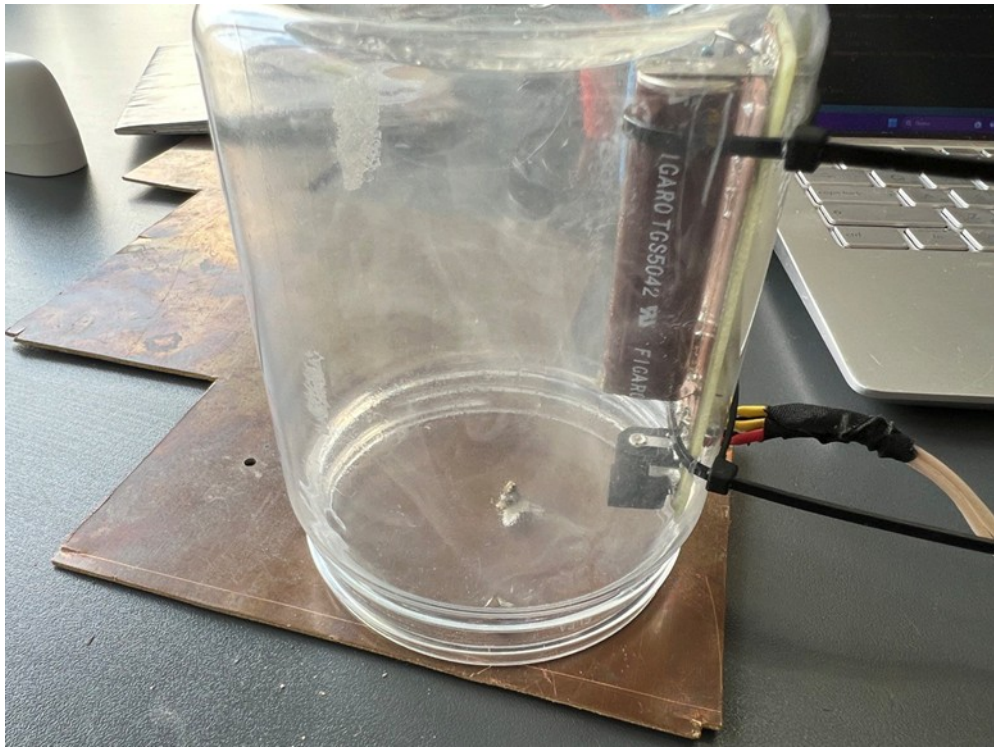


Рис. 3.4. Тестовий стенд для визначення відносного рівня CO у видиху людини, зібраний на основі датчика TGS5042.

Першим етапом досліджень була перевірка реакції датчика на палаючий папір. На рис. 3.5 наведено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання. Тліючий папір розміщувався в середині банки.

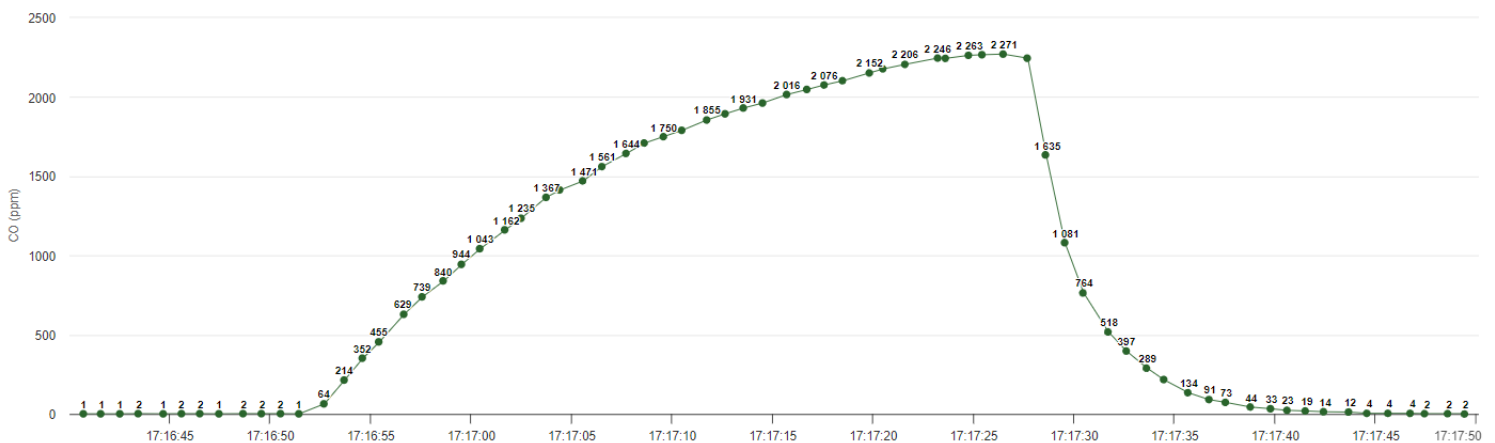


Рис. 3.5. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері диму від палаючого паперу.

В момент часу 17:16:50, де 16 – це хвилини, 50 – секунди, палаючий папір було поміщено в банку з датчиком. Датчик дуже швидко починає реагувати на дим від паперу і графік плавно зростає до часу 17:17:30. В цей момент папір виймають і починають продувати банку. Через 20 секунд датчик повертається у початковий стан і готовий до наступних вимірювань. Максимальне значення ppm дорівнює 2271.

Отже датчик дуже добре реагує на дим від паперу і достатньо швидко відновлює попередній стан.

На рис. 3.6 наведено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання при дослідженні реакції пристрою на дим від сірника.



Рис. 3.6. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері диму від сірника.

В момент часу 2:32:00 (формат часу такий самий як в минулому досліді), тліючий сірник поміщають у банку. Як і в попередньому тесті, датчик дуже швидко реагує на дим, але концентрація CO вже набагато менша - 103 ppm. Це майже в 23 рази менше, ніж у досліді з папером. В момент часу 12:32:27 сірник виймають, а банку провітрюють. Швидкість відновлення датчика майже 10 секунд, що в два рази швидше, ніж в попередньому досліді.

На рис. 3.7 зображено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання з реакцією датчика на велику кількість видихів людини.

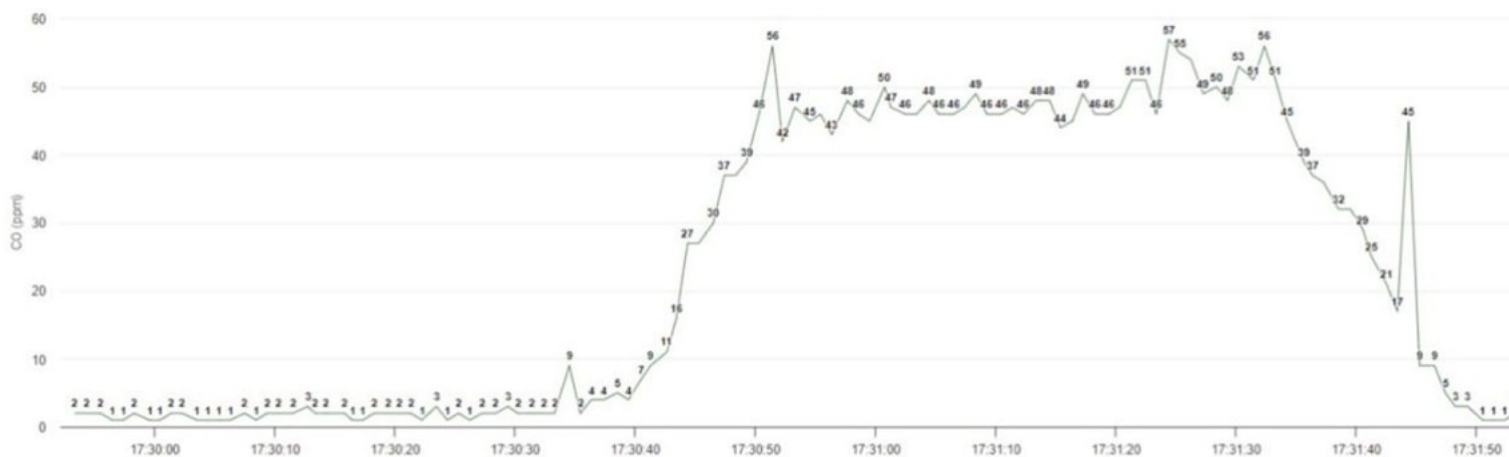


Рис. 3.7. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері 10 глибоких видихів людини.

В момент часу 17:30:20 людина починає робити десять глибоких видихів в банку. В результаті на стінках банки, а отже і на датчику, випадає конденсат. Через певний час (20 секунд), датчик починає показувати значне зростання значень ppm. В момент 17:31:15 банку починають провітрювати, але датчик ще тривалий час показує середнє значення 45 ppm.

Оскільки під час дихання людини на стінках банки, а отже і на датчику, випадає конденсат, було прийнято рішення окремо дослідити вплив конденсату на датчик. На рис. 3.8 та рис. 3.9 зображено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері 10 глибоких видихів людини.

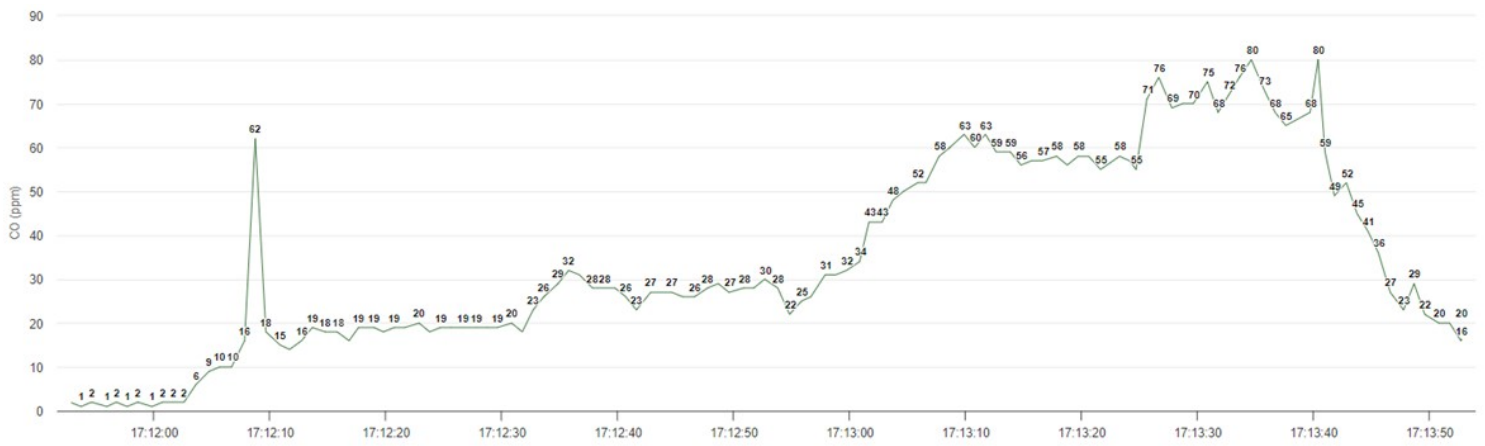


Рис. 3.8. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері 10 глибоких видихів людини.

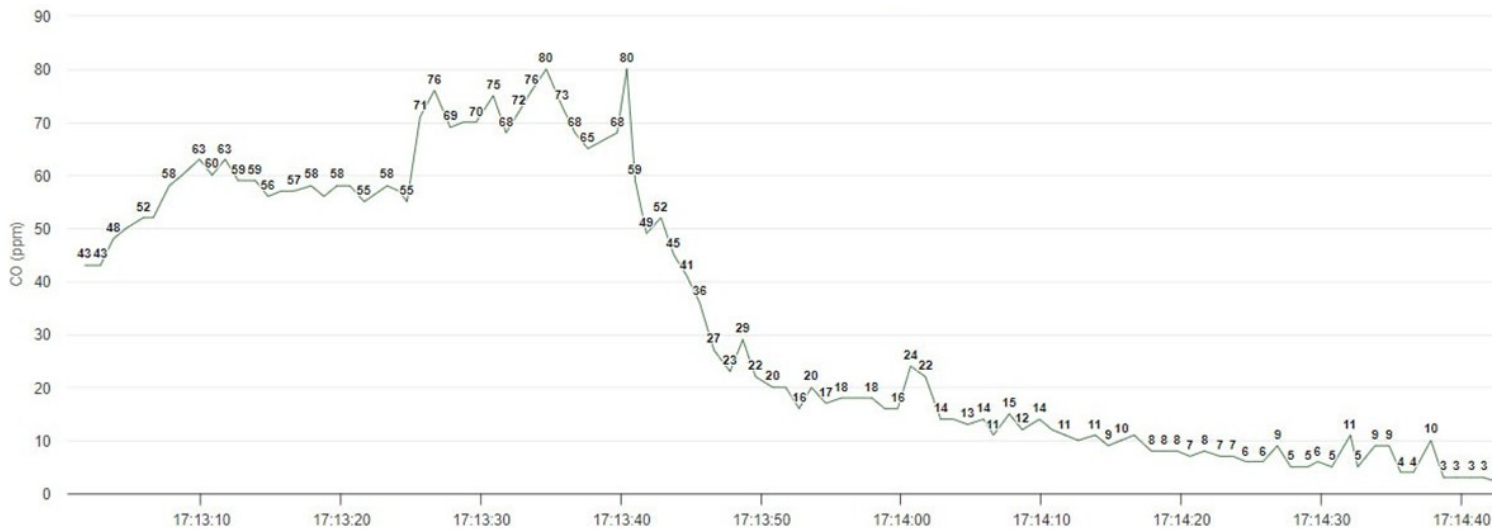


Рис. 3.9. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері 10 глибоких видихів людини (продовження графіку, зображеного на рис. 3.9).

З графіка, наведеного на рис. 3.8 та 3.9 видно таку саму реакцію датчика, як і в попередньому досліді. В момент часу 17:13:30 банку відкривають. Як в попередньому досліді, датчик довше відновлюється до попереднього стану (цілу хвилину) ніж в досліді з димом (20 секунд).

В наступному досліді було досліджено вплив водяної пари на датчик. На рис. 3.10 та рис. 3.11 зображено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері водяної пари.

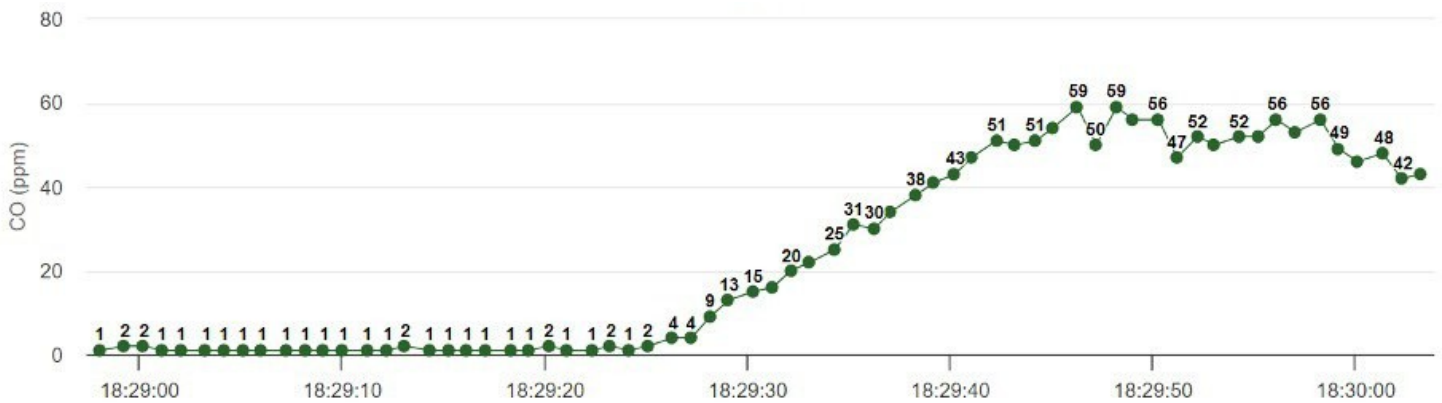


Рис. 3.10. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері водяної пари.

В цьому досліді, в момент часу 18:29:10, банку заповнювали водяною парю. Тільки через майже 15 секунд датчик почав реагувати на пару так само, як в тестах, де людина багато разів видихає в банку (значення ppm майже такі самі).

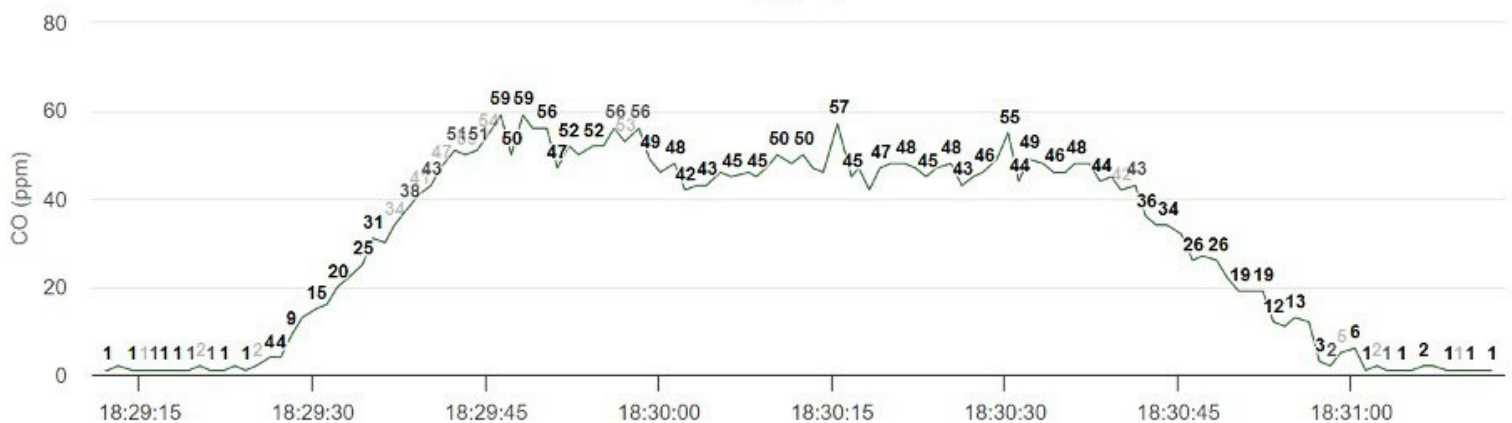


Рис. 3.11. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері водяної пари (продовження графіку, зображеного на рис. 3.10).

В момент часу 18:30:20 банку починають провітрювати.

Отже, на датчик дуже сильно впливає конденсат, але, як показали подальші дослідження, один глибокий видих не викликає такої реакції.

На рис. 3.12 зображено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері одного глибокого видиху людини, а на рис. 3.13 – в атмосфері цигаркового диму.

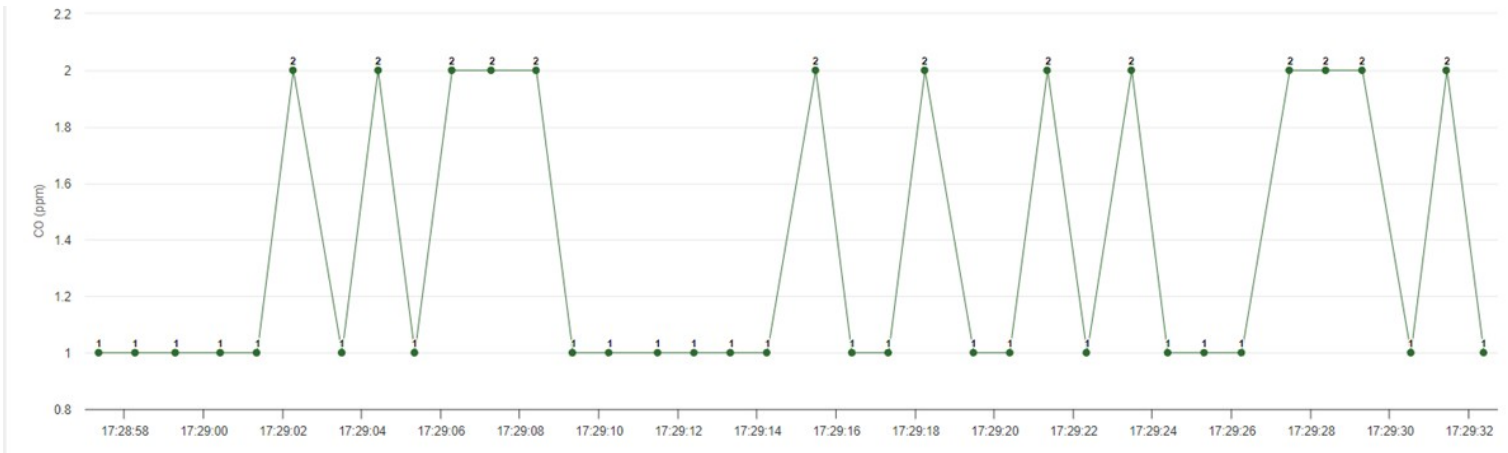


Рис. 3.12. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері одного глибокого видиху людини.

В момент часу 17:29:00 людина починає дихати в банку (1 глибокий видих). Значення ppm змінюється в межах від 1 до 2 ppm. Далі людина робить одну затяжку і видихає цигарковий дим.

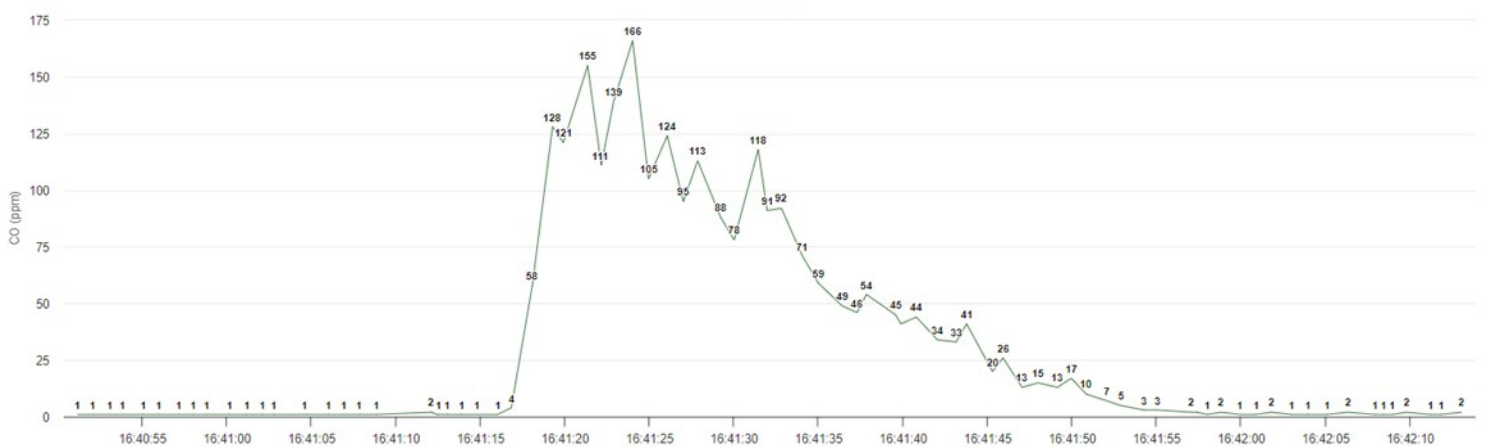


Рис. 3.13. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері цигаркового диму.

Датчик майже моментально і чудово реагує на цей дим, як в експерименті із сірниками. Максимальне значення ppm дорівнює 166 ppm.

На рис. 3.14 зображено графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері одного глибокого видиху людини через 5 хв. після паління цигарки.

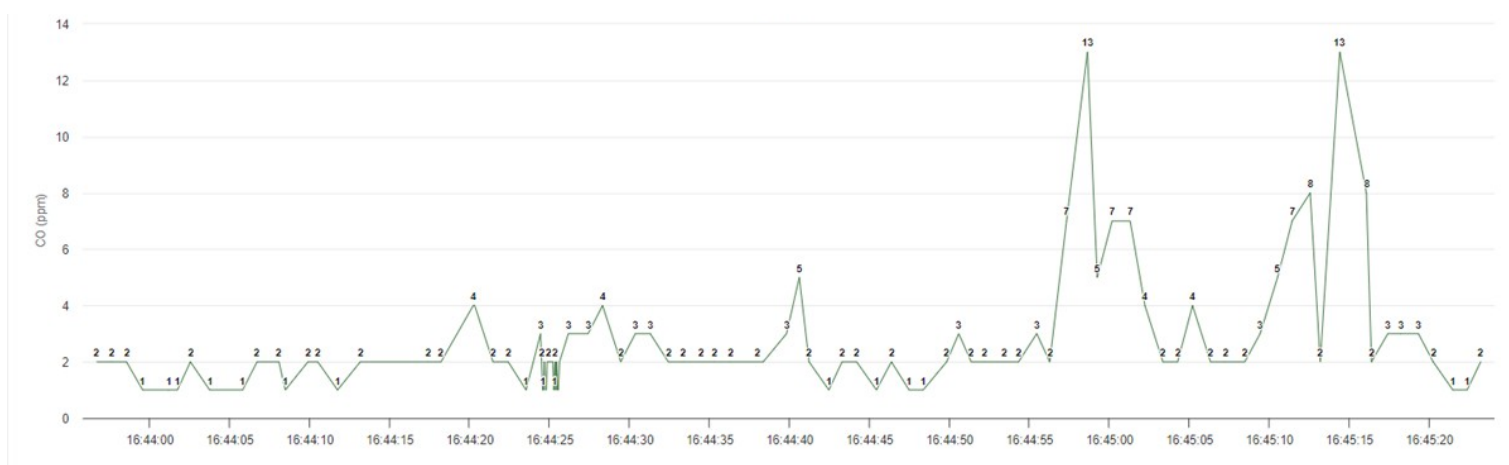


Рис. 3.14. Графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері одного глибокого видиху людини через 5 хв. після паління цигарки.

Як видно з рис. 3.14, через 5 хвилин після паління концентрація CO у видиху людини на 13 ppm вище ніж до паління.

ВИСНОВКИ

1. Аналіз літератури за темою дипломної роботи показав, що створення пристроїв для вимірювання концентрації CO є актуальною задачею.
2. В ході виконання роботи було продемонстровано можливість застосування обраної елементної бази для побудови апаратно-програмного комплексу вимірювання відносного рівня монооксиду вуглецю у видиху людини.
3. Аналіз даних, отриманих за допомогою створеного комплексу показав:
 - концентрація CO у видиху людини, яка не палить, лежить в діапазоні 1÷2 ppm, що відповідає значенням, наведеним в літературі [3];
 - графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері одного глибокого видиху людини через 5 хв. після паління цигарки має чітко виражені максимуми, а концентрація CO у видиху на 13 ppm вища, ніж до паління.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Лукаш С.І., Будник М.М., Фролов Ю.О., Вакал Л.П., Лукаш Л.Л. Прилад для діагностики зовнішнього дихання. *Комп'ютерні засоби, мережі та системи*. 2016. № 15. С. 38-39.
2. Опара Н.М., Дударь Н.І. Чадний газ: вплив на організм людини, способи індивідуального захисту і безпечної поведінки. *Аспекти безпеки праці, життя та довкілля людини: тези доповідей VI регіональної міжвузівської науково-практичної конференції* (Полтава, 28 березня 2013 р.). Полтава: ПДАА. 2013. С. 42-45.
3. Ходаковський М.І., Будник М.М., Кобзар Т.А., Крячок Т.В. Використання мультисенсорного газоаналізатора для тестування складу повітря при диханні люди. *Системи керування та комп'ютери*. 2019. № 3. С. 60-62.
4. Лукаш С.І., Вакал Л.П. Розробка методики вимірів маркерних газів у повітрі дихання. *Комп'ютерні засоби, мережі та системи*. № 11. 2012. С. 83-85.
5. Технічна документація мікроконтролер ESP-32. URL: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf (дата звернення: 10.04.2023).
6. Технічна документація датчик детектування рівня чадного газу MQ7. URL: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MQ-7.pdf> (дата звернення: 19.03.2023).
7. Технічна документація на схему FC-22. URL: <https://usermanual.wiki/Datasheet/FC22MQ135.1375891840/view> (дата звернення: 25.04.2023).
8. Технічна документація транзистор IRLZ44. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/68620/IRF/IRFZ44.html?gclid=CjwKCAjwkMeUBhBuEiwA4hpqELN8_GAZFTjde1tEHgXHPWZQFvFF

NGtcK9hoY8PO9I0e7yxKfR8dMxoCJDsQAvD_BwE (дата звернення: 14.04.2023).

9. Технічна документація аналого-цифровий перетворювач на мікросхемі ADS1115. URL: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1114.pdf?ts=1670333032488&ref_url=https%253A%252F%252Farduino.ua%252F (дата звернення: 15.04.2023)

10. Технічна документація датчик детектування рівня чадного газу TGS5042. URL: https://www.figarco.co.jp/en/product/docs/tgs5042_product%20infomation%28en%29_rev04.pdf (дата звернення: 20.05.2023).

11. Технічна документація на операційний підсилювач MCP602. URL: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21314g.pdf> (дата звернення: 21.05.2023).

ДОДАТОК 1

Файл main.ino

```
#include "logic_esp.h"
#include "web_server.h"

int DutyCycle = 0;
int mq7_Ro1, mq7_Ro2;
long long tmr_main;
long long tmr_server;
uint32_t tmr_value_co;
bool flagMainPeriod = false;
float ppm1;
float ppm2;

int counterCycle = 1; // перенести трохи нижче.
    int counterCycleFromUser = 3;
    int counterSeconds = 0;
    int arr[91]={0};

    bool showSummaryPPM = false;
    bool isMesurment = false;
    bool isReabsorb = true;
    bool isReloadPage = true;

#define period60sec 60*1000L
#define period90sec 90*1000L
#define period1sec 1000L

    unsigned long t0=0;
    bool local_flag=1;

void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(115200);
    Serial.println("Hello!");

    initESP();

    if (!ads.begin()) {
        Serial.println("Failed to initialize ADS.");
    }
}
```

```

        while (1);
    }
    dutyCycleOfPWM();

    ledcWrite(0, 255);
    // delay(period60sec);

    ledcWrite(0, DutyCycle);
    // delay(period90sec);
    delay(1000);
    mq7_Ro1 = calib_mq7_Ro(pin_voltageOn_CO1);
    mq7_Ro2 = calib_mq7_Ro(pin_voltageOn_CO2);

    /*
    Serial.print("mq7_Ro1: ");
    Serial.print(mq7_Ro1);
    Serial.print("; mq7_Ro2: ");
    Serial.println(mq7_Ro2);
    */
    t0=millis();
    Serial.print("; millis after start!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!");
    Serial.println(t0);

    ledcWrite(0, 255);

}

void loop() {

    if ((millis()-t0) - tmr_main >= (flagMainPeriod ? period90sec :
period60sec)) {
        tmr_main = (millis()-t0);
        Serial.print("; NULL MILLIS: ");
        Serial.println(millis()-t0);
        if(flagMainPeriod==1)
        {
            ledcWrite(0, 255);
        }
    }
}

```

```

        isReabsorb = true;
        isMesurment = false;
        Serial.println("flagMainPeriod (60sec): ");
        Serial.println(flagMainPeriod);

    }

    else {
        isMesurment = true;
        isReabsorb = false;
    }

    if(flagMainPeriod==0)
    {
        //isMesurment = true;
        ledcWrite(0, DutyCycle);
        Serial.println("flagMainPeriod (90sec): ");
        Serial.println(flagMainPeriod);

    }

    /*
    if(local_flag ==1){
        flagMainPeriod = !flagMainPeriod;
        local_flag=0;
    }
    */

    flagMainPeriod = !flagMainPeriod;
}

if ((millis()-t0) - tmr_value_co >= period1sec)
{
    tmr_value_co = (millis()-t0);

    counterSeconds++;

    ppm1 = get_rawValue_mq7(mq7_Ro1, MQ7_REFERENCE_VOLTAGE,
pin_voltageOn_CO1);

```

```

        ppm2 = get_rawValue_mq7(mq7_Ro2, MQ7_REFERENCE_VOLTAGE,
pin_voltageOn_CO2);
        Serial.print("ppm1: ");
        Serial.print(ppm1 );
        Serial.print("; ppm2: ");
        Serial.print(ppm2 );
        Serial.print("; deltaPPM: ");
        Serial.println(ppm2-ppm1 );

        if(isMesurment){
            Serial.print("__ isMesurment __ Second : ");
            Serial.println(counterSeconds);
            if(counterSeconds<=89)
arr[counterSeconds] = ppm1;

            if(counterSeconds>=90){
                counterSeconds = 0;
                counterCycle++;
                memset(arr,0,90 * sizeof(int));

            }
        }
        if(!isMesurment){
            Serial.print("__ FalseMesurment __ Second : ");
            Serial.println(counterSeconds);
            if(counterSeconds>=60){
                counterSeconds = 0;

Serial.println("!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!");

            }

        }

    }

    if ((millis()-t0) - tmr_server >= 89)&&(flagMainPeriod==0) {
        tmr_server = (millis()-t0);

```

```

        startServer( counterSeconds, counterCycle, isMesurment,
isReloadPage, isReabsorb, showSummaryPPM);
    }

```

```

//-----
-----

```

```

// ERROR : it is go in main loop without any delays.
/*
    counterSeconds++;
    if(counterSeconds>=90){
        counterSeconds = 0;
        counterCycle++;
    }
*/

```

```

//-----
-----

```

```

}

```

Файл logic_esp.cpp

```

#include "logic_esp.h"

```

```

Adafruit_ADS1015 ads;

```

```

float volts_midArifm_pwmSig(int num_countdowns = 10) { //напряга на
транзисторі

```

```

    float sum = 0;

```

```

    int16_t adc;

```

```

    float volts;

```

```

    for (int i = 0; i < num_countdowns; i++)

```

```

        sum += ads.readADC_SingleEnded(pin_voltageOntransistor);

```

```

    volts = ads.computeVolts(sum / num_countdowns);

```

```

    return volts;

```

```

}

void dutyCycleOfPWM() { // калібруємо напругу на транзисторія для режиму
вимірювання
    const int freq = 100;
    const int ledChannel = 0;
    const int resolution = 8;
    bool flag_correct_dutyCycle = 0;

    ledcSetup(ledChannel, freq, resolution);
    ledcAttachPin(PWM_SIG, ledChannel);

    for(int dutyCycle = 0; dutyCycle <= 255; dutyCycle++){
        ledcWrite(ledChannel, dutyCycle);
        //delay(50);

        float volt_level = volts_midArifm_pwmSig();
        Serial.println(volt_level);
        if(volt_level >= 3.55 && volt_level <= 3.6 )
        {
            DutyCycle = dutyCycle; // ALERT!!!! CHANGING GLOBAL
VAR!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
            Serial.print("voltage: ");
            Serial.println(volt_level);
            Serial.println(DutyCycle);
            flag_correct_dutyCycle = 1;
            break;
        }

    }

    if(flag_correct_dutyCycle == 0)
    {
        Serial.println("not correct DutyCycle. Pls restart CO_analisator");
        while(1);
    }
}

int calib_mq7_Ro(int pin_voltageOn)
{
    float mq7_adc_volts;
    int mq7_adc;

```

```

    int Rs;
    int Ro;

    mq7_adc = ads.readADC_SingleEnded(pin_voltageOn);
    mq7_adc_volts = ads.computeVolts(mq7_adc);
    Rs = (((float)MQ7_REFERENCE_VOLTAGE *
(float)MQ7_LOAD_RESISTOR)/mq7_adc_volts)- (float)MQ7_LOAD_RESISTOR;
    Ro = Rs/MQ7_CLEANAIR_RSRO;

    Serial.print("Rs: ");
    Serial.print(Rs);
    Serial.print("; volt_adc: ");
    Serial.println(mq7_adc_volts);

    return Ro;
}

float get_rawValue_mq7(int Ro, float reference_voltage_value, float pinCO)
{
    int ppm;
    int Rs;
    float RsRo;
    float mq7_adc_volts;
    int mq7_adc;
    mq7_adc = ads.readADC_SingleEnded(pinCO);
    mq7_adc_volts = ads.computeVolts(mq7_adc);
    Rs = (((float)MQ7_REFERENCE_VOLTAGE *
(float)MQ7_LOAD_RESISTOR)/mq7_adc_volts)- (float)MQ7_LOAD_RESISTOR;
    RsRo = (float)Rs/(float)Ro;
    if(RsRo>0.09) {
        ppm=(pow((0.3/RsRo), (1/1.3)))*1000;
    }

    else {ppm=3999;}

    return (float)ppm;
}

```

Файл logic_esp.h

```

#pragma once

#include <Adafruit_ADS1X15.h> //бібліотека 16-біт ацп

#define MQ7_LOAD_RESISTOR 10000
#define MQ7_CLEANAIR_RSRO 20.7
#define MQ7_REFERENCE_VOLTAGE 5
#define MQ7_LOAD_RESISTOR 10000
#define PWM_SIG 15
#define pin_voltageOntransistor 1 //напруга на транзисторі
#define pin_voltageOn_CO1 2 //напруга на першому датчику
#define pin_voltageOn_CO2 3 //напруга на другому датчику

extern int DutyCycle;
extern Adafruit_ADS1015 ads;

float volts_midArifm_pwmSig(int num_countdowns);
void dutyCycleOfPWM();
int calib_mq7_Ro(int pin_voltageOn);
float get_rawValue_mq7(int Ro, float reference_voltage_value, float pinCO);

```

ДОДАТОК 2

Файл ppm.h

```
#include <Adafruit_ADS1X15.h>

Adafruit_ADS1115 ads;

void InitAds ();

int GetPPM();
```

Файл ppm.cpp

```
#include "ppm.h"

void InitAds () {
  if (!ads.begin()) {
    Serial.println("Failed to initialize ADS.");
    while (1);
  }
}

int GetPPM() {
  int16_t adc0;
  float volts0;
  adc0 = ads.readADC_SingleEnded(0);
  volts0 = ads.computeVolts(adc0);
  int ppm = (int) (volts0/pow(10,6)) / (1586*pow(10,-12));
  return ppm;
}
```